

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
25. November 2004 (25.11.2004)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2004/100791 A1

(51) Internationale Patentklassifikation⁷: **A61B 6/03**

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2004/004348

(22) Internationales Anmeldedatum:
23. April 2004 (23.04.2004)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
103 22 139.5 16. Mai 2003 (16.05.2003) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): **SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT** [DE/DE];
Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **BRUDER, Herbert**
[DE/DE]; Meisenstr. 3, 91315 Höchstadt (DE). **FLOHR,**

Thomas [DE/DE]; Bonifatiusstr. 6, 91486 Ühlfeld (DE).
NIETHAMMER, Matthias [DE/DE]; Membacher Weg
30, 91056 Erlangen (DE).

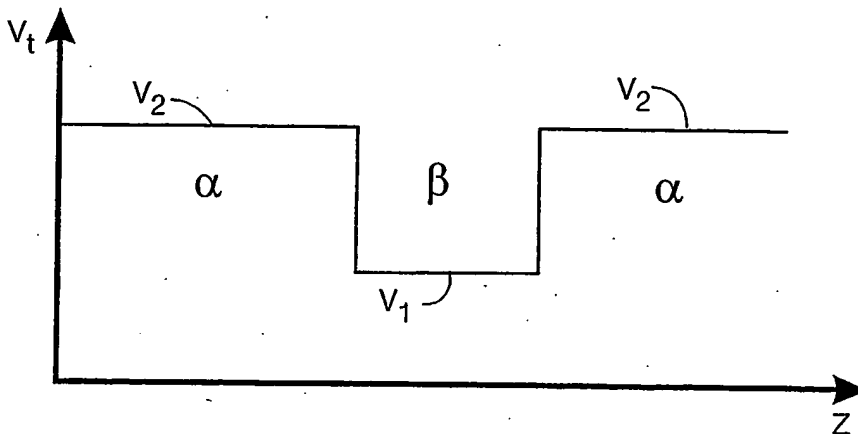
(74) Gemeinsamer Vertreter: **SIEMENS AKTIENGE-
SELLSCHAFT**; Postfach 22 16 34, 80506 München
(DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES,
FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE,
KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD,
MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG,
PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM,
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM,
ZW.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: PRODUCTION OF CT IMAGES BY SPIRAL RECONSTRUCTION OF AN OBJECT FOR EXAMINATION MOV-
ING IN A PARTIALLY CYCLICAL MANNER

(54) Bezeichnung: CT-BILDERZEUGUNG DURCH SPIRALREKONSTRUKTION EINES SICH TEILWEISE ZYKLISCH BE-
WEGENDEN UNTERSUCHUNGSOBJEKTES



(57) Abstract: The invention relates to a method for the production of CT images by means of a CT spiral using spiral reconstruction of object for examination moving in partial areas in a cyclical manner and a CT device therefor. During scanning of the object to be examined, various rates of advancement v_1 and v_2 are used, irrespective of whether the scanned area is at least partially cyclically displaced or is stationary.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern durch ein Spiral-CT mit Spiralrekonstruktion von einem in Teilbereichen sich zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt und ein CT-Gerät hierfür, wobei während eines Durchlaufes der Abtastung über das Untersuchungsobjekt unterschiedliche Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 verwendet werden, je nachdem, ob der abgetastete Bereich sich zumindest teilweise zyklisch bewegt oder stationär ist.



(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht

CT-BILDERZEUGUNG DURCH SPIRALREKONSTRUKTION EINES SICH TEILWEISE ZYKLISCH BEWEGENDEN UNTERSUCHUNGSOBJEKTES

Beschreibung

Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern durch Spiralrekonstruktion von einem sich teilweise zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, sowie CT-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und ein Computertomographiegerät (CT-Gerät) zur Erzeugung von CT-Bildern durch Spiralrekonstruktion von einem sich teilweise zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, vorzugsweise von einem Patienten, wobei mit einem Durchlauf das Untersuchungsobjekt durch eine spiralförmige Bewegung von mindestens einem Fokus und mindestens einem gegenüberliegenden Detektor abgetastet wird, die Abtastung des Untersuchungsbereiches mit einer relativen Vorschubgeschwindigkeit zwischen Gantry und Liege erfolgt, und aufgrund der durch die Abtastung gewonnenen Daten ein räumliches Bild der Absorptionskoeffizienten mit einer Vielzahl von Schnittebenen eines Untersuchungsvolumens ermittelt wird.

Ein ähnliches Verfahren und ein ähnliches CT-Gerät sind beispielsweise aus der Offenlegungsschrift DE 198 42 238 A2 bekannt. Diese Schrift offenbart ein Aufnahmeverfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt, insbesondere eines schlagenden Herzens eines Patienten, mit einer Bewegungs- und einer Ruhephase mittels eines CT-Gerätes mit spiralförmig um das Untersuchungsobjekt rotierenden Gantry mit Fokus und mehrzeiligem Detektor, wobei für einen vollständigen Durchlauf oder Scan die Vorschubgeschwindigkeit der Patientenliege und die Drehzahl der Gantry derart aufeinander abgestimmt werden, dass ausreichende Bildinformationen zur best möglichen Rekonstruktion während der Ruhephase des sich periodisch bewegenden Objektes gesammelt werden können. Die Bewegungs- beziehungsweise Ruhephasen können durch ein angeschlossenes EKG bestimmt werden. Eine Änderung der Vorschubgeschwindigkeit während des Scans ist nicht vorgesehen.

Nachteilig ist bei dieser Erfindung, dass eine relativ geringe Vorschubgeschwindigkeit notwendig ist und bedingt dadurch auch eine hohe Dosisbelastung während der Aufnahme in Kauf genommen werden muss.

5

Es wird weiterhin auf die Patentschrift US 5,046,003 hingewiesen, in welcher ein Verfahren eines sequentiellen Scans dargestellt ist, bei dem durch einen Einzeilendetektor einzelne Bildebenen abgetastet werden, indem mit möglichst geringer Vorschubgeschwindigkeit im lokalen Bereich dieser Bildebenen gefahren wird, während mit zunehmenden Abstand von der nächstgelegenen Bildebene die Vorschubgeschwindigkeit erhöht wird. Hierdurch ergibt sich ein nahezu sinusförmiger Verlauf der Vorschubgeschwindigkeit über den gesamten Abtastweg unabhängig von der Bewegungssituation des abgetasteten Bereichs. Problematisch erscheint hierbei, dass durch die sich zyklisch und in kurzen Abständen ändernde Vorschubgeschwindigkeit eine unkontrollierte Bewegung auf den gesamten Patienten übertragen wird, die zu einer Unschärfe in den CT-Aufnahmen führt.

20

Allgemein bekannt - beispielsweise aus "Bildgebende Systeme der medizinischen Diagnostik", ISBN 89578-002-2, oder "Computer-Tomographie", ISBN 3-89578-082-0, - sind andererseits auch vielfältigste CT-Aufnahmeverfahren, einschließlich spezielle Rekonstruktionsverfahren von ruhenden Objekten, wobei jeweils für einen vollständigen Durchlauf eines Scan's eine konstante Vorschubgeschwindigkeit verwendet wird.

25

Der Nachteil solcher Verfahren liegt in der schlechten Aufnahmequalität bedingt durch die Bewegungsunschärfe im Bereich des jeweils bewegten Teils des Aufnahmeobjektes, beispielsweise des Herzens bei einem Patienten.

30

Soll nun eine CT-Scan einer Lunge eines Patienten durchgeführt werden, so führt die Bewegung des schlagenden Herzens zu Bewegungsunschärfen, im Bereich feiner Gefäße. Ebenso er-

35

zeugt diese Bewegungsunschärfe unbefriedigende Aufnahmeergebnisse, wenn zur Ermittlung der Lungenperfusion Differenzbilder aus nativer und kontrastiver Messungen erzeugt werden.

Beide Messungen liegen ca. 10 Sekunden auseinander, so dass

5 mit schnellen CT-Geräten beide Messungen während eines Luftanhaltezyklus durchgeführt werden können. Trotzdem führt die Herzbewegung zu einer zwischenzeitlichen Lageveränderung der Lunge, und zu einer Verschiebung zwischen nativem und kontrastivem Bild. Würde alternativ die Aufnahme entsprechend dem
10 Verfahren eines Cardio-CT's durchgeführt werden, so würde einerseits die Aufnahmedauer zu lang, so dass ein Luftanhaltezyklus nicht für beide Aufnahmen ausreichen würde, und andererseits auch die applizierte Dosis für den Patienten zu hoch sein.

15 Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern von einem sich zumindest teilweise zyklisch bewegendem Untersuchungsobjekt, sowie ein CT-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens, zu finden, welches
20 einerseits es ermöglicht zyklisch bewegte Bereiche mit hoher Schärfe darzustellen und andererseits die Aufnahmezeit des gesamten Untersuchungsobjektes möglichst kurz hält.

25 Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

Die Erfinder haben erkannt, dass diese Aufgabe dadurch gelöst werden kann, dass während eines Scan-Durchlaufs unterschiedliche Vorschubgeschwindigkeiten verwendet werden, je nachdem
30 ob gerade ein Bereich mit starken Bewegungsänderungen oder ein weitgehend statischer Bereich abgetastet wird. Hierdurch kann beim Abtasten des sich bewegendem Bereiches ein an sich bekanntes Rekonstruktionsverfahren aus der Cardio-CT mit relativ geringer Vorschubgeschwindigkeit und bei der Abtastung
35 von weitgehend statischen Bereichen das normale Rekonstruktionsverfahren mit hoher Vorschubgeschwindigkeit genutzt wer-

den. Beim Scan des bewegten Bereiches werden bevorzugt nur Daten zur Bildrekonstruktion verwendet, die aus einer Ruhephase der zyklischen Bewegung stammen, während Daten aus der Bewegungsphase nicht verarbeitet werden. Hierdurch ist es
5 notwendig, zum Ausgleich der nicht nutzbaren Scan-Perioden eine geringere Vorschubgeschwindigkeit zu verwenden, während bei der Abtastung eines statischen Objektbereiches eine wesentlich höhere Vorschubgeschwindigkeit genutzt werden kann, ohne dass Verluste in der Vollständigkeit der Abtastung hin-
10 genommen werden müssen. Insgesamt wird damit eine kurze Gesamt-Scan-Zeit erreicht, so dass auch während eines einzigen Luftanhaltezyklus je eine native und eine kontrastive 3D-Aufnahme zur Erzeugung eines 3D-Differenzbildes erzeugt werden können. Im Sinne der Erfindung ist unter Vorschubge-
15 schwindigkeit die Relativgeschwindigkeit zwischen dem CT-Gerät und dem Untersuchungsobjekt, meist einem auf einer fahrbaren Liege befindlichen Patienten zu verstehen. Weiterhin betrifft die genannte zyklische Bewegung nicht die Bewegung des gesamten Untersuchungsobjektes, sondern die zykli-
20 sche Bewegung eines Teilbereiches relativ zum gesamten Untersuchungsobjekt, wie beispielsweise die Bewegung des Herzens und gegebenenfalls umgebender Bereiche aufgrund der Herzeigenbewegung.

25 Basierend auf diesem Grundgedanken schlagen die Erfinder nun vor, das an sich bekannte Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern von einem teilweise sich zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, vorzugsweise von einem Patienten, zu verbessern, wobei beim bekannten Verfahren mit einem Durchlauf das
30 Untersuchungsobjekt durch eine spiralförmige Bewegung von mindestens einem Fokus und mindestens einem gegenüberliegenden Detektor abgetastet wird, die Abtastung des Untersuchungsbereiches mit einer relativen Vorschubgeschwindigkeit v_t zwischen Gantry und Liege erfolgt, und aufgrund der durch
35 die Abtastung gewonnenen Daten ein räumliches Bild der Absorptionskoeffizienten mit einer Vielzahl von Schnittebenen eines Untersuchungsvolumens ermittelt wird. Die erfindungsge-

mäße Verbesserung des Verfahrens liegt darin, dass bezüglich des Untersuchungsobjektes (P) mindestens ein statischer Objektbereich und mindestens ein bewegter Objektbereich mit zyklischer Eigenbewegung bestimmt wird und während eines Durchlaufes der Abtastung des Untersuchungsobjektes (P) in dem mindestens einen bewegten Objektbereich eine erste Vorschubgeschwindigkeit (v_1) und in dem mindestens einen statischen Objektbereich eine andere, zweite Vorschubgeschwindigkeit (v_2) verwendet wird.

Grundsätzlich sind zwei unterschiedliche Varianten dieses Verfahrens möglich, durch die mit unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeiten während eines Scan-Durchlaufes gearbeitet werden kann.

Einerseits kann das Untersuchungsobjekt vor dem Scan in bewegte und unbewegte Bereiche eingeteilt werden, so dass beim Durchlauf entsprechend des jeweils abgetasteten Bereiches die Vorschubgeschwindigkeit angepasst wird. Hierbei wird für die unbewegten oder statischen Teilbereiche des Untersuchungsobjektes eine hohe Vorschubgeschwindigkeit und im bewegten Bereich eine niedrige Vorschubgeschwindigkeit gewählt. Bei der niedrigen Vorschubgeschwindigkeit können dann die an sich bekannten Verfahren zur Aufnahme zyklisch bewegter Objekte, vorzugsweise mit Ruhe- und Bewegungsphasen, verwendet werden.

Andererseits kann beim Durchlauf durch die Auswertung der Abtastung selbst detektiert werden, ob eine Bewegung im aktuellen Abtastbereich vorliegt oder nicht. Es wird also während des Scans ermittelt, ob der aktuell abgetastete Bereich ein sich bewegnender Teilbereich oder ein statischer Teilbereich des Objektes ist, und die Vorschubgeschwindigkeit sozusagen "online" in Abhängigkeit von der Bewegungssituation des abgetasteten Bereiches geregelt wird. Es wird damit also im Gegensatz zur ersten Variante, die eine Vorschau erfordert um die unterschiedlich behandelten Teilbereiche zu bestimmen, automatisch oder semi-automatisch während des Scan-Durchlaufs

zwischen einem normalen CT-Scan, bei dem alle ermittelten Detektordaten zur Rekonstruktion verwendet werden, und einem Cardio-CT-Scan, bei dem nur Detektordaten aus bestimmten Phasenabschnitte einer zyklischen Bewegung zur Rekonstruktion genutzt werden, umgeschaltet. Bei der semi-automatischen Umschaltung kann beispielsweise das Bedienpersonal durch ein entsprechendes Signal auf die notwendige Geschwindigkeitsänderung hingewiesen werden und diese Änderung manuell vornehmen.

10

Beispielsweise kann bei beiden Varianten in statischen Bereichen ein Rekonstruktionsverfahren verwendet werden, wie es in der Offenlegungsschrift DE 101 27 269 A1 beschrieben ist, beim Übergang auf den Bereich mit zyklischer Bewegung auf das entsprechende Cardio-Verfahren gemäß der Offenlegungsschrift DE 102 07 623 A1 umgeschaltet werden. Es wird allerdings ausdrücklich darauf hingewiesen, dass sich das erfindungsgemäße Verfahren nicht auf diese hier angegebenen Rekonstruktionsverfahren beschränkt, sondern bei allen bekannten Spiralrekonstruktionsverfahren verwendet werden kann.

Entsprechend der erst geschilderten Variante des Verfahrens schlagen die Erfinder vor, dass eine höhere Vorschubgeschwindigkeit v_2 zur Abtastung eines statischen Objektbereiches und eine niedrigere Vorschubgeschwindigkeit v_1 zur Abtastung eines bewegten Objektbereiches dient.

Beispielsweise kann zur Aufteilung des Untersuchungsobjektes in statische und bewegte Objektbereiche die Lage des schlagenden Herzens ermittelt werden, wobei auch vorbestimmte Grenzbereiche, die durch das schlagende Herz ebenfalls zu Bewegungen angeregt werden, mit in den definitionsgemäß bewegten Bereich einbezogen werden können.

Eine solche Ermittlung statischer und bewegter Objektbereiche vor dem Scan kann beispielsweise durch mindestens eine Topogramm-Aufnahme, teilweise auch Scout-Scan genannt, erfol-

gen. Hierbei wird das Untersuchungsobjekt relativ zum Gantry mit nicht rotierendem Fokus und Detektor in Längsrichtung bewegt und eine Durchsichtaufnahme gewonnen.

- 5 Alternativ kann auch die Ermittlung statischer und bewegter Objektbereiche vor dem Scan durch mindestens eine optische Aufnahme erfolgen.

10 Eine besonders vorteilhafte Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens sieht vor, dass der Übergang zwischen den Vorschubgeschwindigkeiten mit einer vorgegebenen maximalen Beschleunigung erfolgt. Hierdurch wird vermieden, dass das Untersuchungsobjekt, insbesondere wenn es sich um einen Patienten handelt, durch den Vorgang zu starker Beschleunigung ins-
15 gesamt zu Bewegungen angeregt wird, die sich störend auswirken. Soll ein solcher Einfluss auf den Patienten völlig vermieden werden, so kann entgegen der sonst üblichen Ausbildung von CT-Geräten zur Relativbewegung von Gantry zu Patient ein verfahrbares Gantry bei im Raume stillstehenden Patienten
20 verwendet werden. In solch einem Fall wird der Patient oder das Untersuchungsobjekt nicht durch die Veränderung der Vorschubgeschwindigkeiten beeinflusst.

25 Die Erfinder schlagen auch vor, dass die Bestimmung bewegter und statischer Objektbereiche während des Scans erfolgt und bei Detektion einer zyklischen Bewegung eine niedrige Vorschubgeschwindigkeit (v_1) und bei Detektion eines statischen Zustandes eine höhere Vorschubgeschwindigkeit (v_2) gewählt wird.

30 In dieser besonderen Ausführung des Verfahrens ist vorgesehen, dass die Detektion der Bewegung des Untersuchungsobjektes im aktuellen Scan-Bereich und vorzugsweise während des Scans dadurch erfolgt, dass die Intensitätsmessung mindestens
35 eines Paares von Strahlen auf einer gemeinsamen Strahlenachse, vorzugsweise zweier gegenläufiger Strahlen, zu zwei aufeinander folgenden Zeitpunkten verglichen wird. Hierbei wird

der Umstand genutzt, dass bei einem Mehrzeilen-Spiral-CT die Gesamtaborption des gleichen Strahlenganges durch das Untersuchungsobjekt zeitlich versetzt mehrfach gemessen wird und aufgrund von Änderungen in der Absorptionsmessung auf eine
5 Veränderung - also eine Bewegung - innerhalb des Strahlenganges geschlossen werden kann. Bezüglich dieses grundsätzlich bekannten Erkennungsverfahrens bewegter und unbewegter Bereiche wird beispielhaft auf die Offenlegungsschrift DE 100 64 785 A1 (Prioritätsanmeldung aus US 472,560) verwiesen.

10 Weiterhin kann in einer speziellen Ausführung des Verfahrens beim Scan mit niedriger Vorschubgeschwindigkeit die Bewegung des Herzens durch EKG-Ableitungen zeitlich aufgelöst und in Bewegungsphasen und Ruhephasen aufgeteilt werden, wobei nur
15 detektierte Daten aus der Ruhephase zur Bilderstellung verwendet werden. Bei einem solchen „gegateten“ Aufnahmeverfahren, vorzugsweise Cardio-Aufnahmeverfahren, ist es auch möglich, als Signal zur Bestimmung von Zyklusphasen, insbesondere Ruhe- und Bewegungsphasen, an Stelle des EKG-Signals Bewegungs-
20 informationsdaten aus um 180° versetzten bildgebenden Projektionsdaten des CT's zu verwenden und daraus ein Triggersignal für ein bewegungsgegatetes Aufnahmeverfahren des bewegten Bereiches zu erzeugen.

25 Beim Scan des bewegten Bereichs kann auch ein CT - Spiralrekonstruktionsverfahren verwendet werden, das nur Detektordaten aus einer vorbestimmten Zyklusphase des zyklisch bewegten Bereiches nutzt, während beim Scan des statischen Bereichs ein Spiralrekonstruktionsverfahren verwendet wird, das alle
30 gemessenen Detektordaten zur Rekonstruktion nutzt.

Zum Zwecke der rauschäquivalenten Darstellung im statischen und bewegten Untersuchungsbereich wird auch vorgeschlagen, dass die Strahlungsintensität, die von dem mindestens einen
35 Fokus ausgeht, der jeweils aktuellen Vorschubgeschwindigkeit v_t angepasst wird. Beispielsweise kann dies durch Steuerung/Regelung des Röhrenstromes in der Röntgenröhre erfolgen.

Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren schlagen die Erfinder auch die Verbesserung eines CT-Gerätes vor, welches zur Abtastung eines zumindest teilweise sich zyklisch bewegenden Untersuchungsobjektes, vorzugsweise eines Patienten, dient und mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit mindestens einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels ausgestattet ist, wobei der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden spiralförmigen Fokusbahn mit einer Vorschubgeschwindigkeit v_t bewegt wird. Die Verbesserung liegt darin, dass zumindest Mittel zur Durchführung des oben geschilderten Verfahrens vorgesehen sind, wobei die genannten Mittel zumindest teilweise durch Programme oder Programm-Module verwirklicht werden können.

Entsprechend kann das erfindungsgemäße CT-Gerät über eine Vorrichtung zur Steuerung der Vorschubgeschwindigkeit v_t in Abhängigkeit von Bewegungszustand und/oder Scan-Bereich verfügen.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiele näher erläutert, wobei in den Figuren die folgenden Abkürzungen verwendet werden 1: Fokus; 2: Detektor; 3: Röntgenstrahl / Strahlenbündel; 4: Rechensystem; 5: Ausgabeeinheit; 6: Eingabeeinheit; G: Grenzbereich der Bewegung; H: Herz; L: Liege; M: Mittelachse der Spiralbahn; P: Patient / Untersuchungsobjekt; S: Spiralbahn des Fokus; T: Topogramm; t: Zeit; v_t : Vorschubgeschwindigkeit; v_1 : niedrige Vorschubgeschwindigkeit; v_2 : hohe Vorschubgeschwindigkeit; V: Vorschub; x: x-Achse; z: z-Achse; α : stationärer Bereich; β : Bereich mit Bewegung; γ : Zwischenbereich von Bewegungsbereich zu stationärem Bereich.

Die Figuren zeigen im Einzelnen:

- Fig. 1: Schematische Darstellung eines Spiral-CT's;
Fig. 2: Schematische Darstellung einer Spiralaufnahme;
5 Fig. 3: Topogramm mit Grenzen der bewegten und stationären Zonen;
Fig. 4: Vorschubverlauf über die z-Achse;
Fig. 5: Vorschubverlauf über die z-Achse mit Beschleunigungsbegrenzung;
10 Fig. 6: Topogramm mit bewegten, stationären und Übergangszonen;
Fig. 7: Schematische Darstellung der Bewegungsdetektion durch Parallelstrahlen und deren komplementäre rücklaufende Strahlen.

15 Die Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Spiral-CT's mit einem, um einen Mittelpunkt M rotierenden Fokus 1, der einen konusförmigen Röntgenstrahl 3 zur Abtastung eines Patienten P aussendet. Dieses konusförmige Strahlenbündel 3
20 wird auf der dem Fokus gegenüberliegenden Seite durch einen ringförmig über 360° angeordneten Mehrzeilen-Detektor 2 aufgefangen und bezüglich seiner Intensität gemessen, so dass in an sich bekannter und vielfach beschriebener Weise ein räumliches Bild des Patienten in Bezug auf seine Absorptionskoeffizienten dargestellt werden kann. Zur Auswertung der gemessenen Rohdaten dient ein Rechensystem 4, das über eine Ausgabeeinheit 5 und eine Eingabeeinheit 6 verfügt und in der
25 Steuer- und Auswerteprogramme Prg_n ablaufen. Die grundsätzlichen Verfahren zur Auswertung der gemessenen Rohdaten sind allgemein bekannt. Beispielhaft wird auf die bereits eingangs beschriebene Veröffentlichung von Willi A. Kalender, Computertomographie, ISBN 3-89578-082-0, verwiesen. Im übrigen steht mannigfaltige Patentliteratur bezüglich dieser Auswertungsverfahren zur Verfügung.

35 Es wird außerdem darauf hingewiesen, dass die vorliegende Erfindung sich nicht ausschließlich auf das hier dargestellte

CT bezieht, sondern auch auf ein- oder mehrzeiligen Detektoren, die mit dem Fokus mitrotieren. Es kann auch mit CT-Geräten angewendet werden, welche über mehrere Foklen und mehrerer Detektoren verfügen. Wesentlich ist hierbei jedoch, dass sich bei der Messung der Rohdaten der Fokus auf einer spiralförmigen Bahn, wie in der Figur 2 gezeigt, relativ zum Patienten bewegt. Diese spiralförmige Bahn kann einerseits durch einen Vorschub des Patienten in z-Richtung bei gleichzeitig auf einer Kreisbahn rotierendem Fokus erreicht werden. Andererseits besteht auch die Möglichkeit den Patienten im Raum zu fixieren und ausschließlich den Fokus um den Patienten auf einer Spiralbahn rotieren zu lassen. Hierbei kann entweder ein Detektor ebenfalls mitrotieren oder bei einem feststehenden kreisförmig angeordneten Detektor dieser lediglich in z-Richtung linear bewegt werden. Der Abstand zwischen zwei Spiralpunkten gleichen Winkels wird hierbei mit dem Vorschub V bezeichnet.

Zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird beispielsweise mit einem CT - wie es in der Figur 1 dargestellt wird - bei nicht rotierendem Fokus 1 eine Relativbewegung des Patienten in z-Richtung durchgeführt, so dass ein sogenanntes Topogramm des Patienten aufgenommen werden kann, welches im Grunde einer Durchlicht-Röntgenaufnahme des Patienten senkrecht zur z-Richtung entspricht. Hierbei wird allerdings kein Röntgenfilm belichtet, sondern die Intensitätswerte der gegenüber dem Fokus liegenden Detektoren in Abhängigkeit von der bewegten Strecke verarbeitet.

Ein solches Topogramm T ist in der Figur 3 dargestellt. Es zeigt die Durchlicht-Aufnahme des Patienten P im Thorax- und oberen Abdominalbereich.

Entsprechend dem erfindungsgemäßen Verfahren kann nun anhand dieser Aufnahme, manuell oder durch ein automatisches Bilderkennungsverfahren gestützt, der Bereich des Topogramms markiert werden, in dem mit einer Bewegungsunschärfe aufgrund

des schlagenden Herzens zu rechnen ist. In der vorliegenden Figur 3 sind hierfür zwei Grenzen I und II dargestellt, wobei die beiden Grenzen I und II jeweils das obere und untere Ende des Herzens kennzeichnen. Somit ist auf der Strecke links der Grenzlinie I ein Bereich markiert, in dem mit keiner bis minimaler Bewegung zu rechnen ist, ebenso wie dies im Bereich rechts der Grenzlinie II der Fall ist. Im Bereich zwischen den Grenzen I - II ist aufgrund des schlagenden Herzens mit zyklisch vorliegenden Bewegungen aufgrund des Herzschlages zu rechnen, wobei in diesem Bereich I - II wiederum über die Zeitachse in an sich bekannter Weise Ruhephasen und Bewegungsphasen entsprechend den Herzzyklen vorkommen.

Zur Erzielung einer optimalen CT-Aufnahme schlagen die Erfinder in der besonderen hier geschilderten Ausführungsform vor, bei einem einzigen Durchlauf beziehungsweise Scan über das gesamte gezeigte Topogramm der Figur 3 mit zwei unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 zu verfahren, wobei während des einzigen Durchlaufes während der Fahrt mit der niedrigen Vorschubgeschwindigkeit ein normaler Spiral-Scan gefahren wird, bei dem alle gemessenen Detektordaten zur Rekonstruktion genutzt werden, und im Abschnitt mit niedriger Vorschubgeschwindigkeit eine typische gegatete Spiralrekonstruktion durchgeführt wird, bei der nur Daten aus bestimmten Zyklusbereichen der Zyklusperioden des zyklisch bewegten Teilbereiches des Untersuchungsobjektes, beispielsweise aus den Ruhephasen eines Herzens und/oder der benachbarten Gebiete und Organe, zur Rekonstruktion verwertet werden.

Eine schematische Darstellung dieser unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeiten über den gesamten Scan-Bereich ist in der Figur 4 dargestellt, welche in ihrer räumlichen Anordnung dem darüber liegenden Topogramm T der Figur 3 entspricht.

Diese Figur 4 zeigt in einem ersten Bereich α eine hohe Vorschubgeschwindigkeit v_2 , die gleichzeitig mit einem standardmäßigen Abtastverfahren eines CT's gekoppelt ist, welches ei-

nem Spiral-Scan eines nicht bewegten Objektes entspricht, bei dem möglichst geringe Redundanzen bei der Messung auftreten sollten.

- 5 Anschließend erfolgt zwischen den Grenzen I und II ein Bereich β , in dem mit einer niedrigen Vorschubgeschwindigkeit v_1 verfahren wird, wobei hier bezüglich der Auswertung der gescannten Daten eine typische Cardio-Auswertung angewandt wird, wobei beispielsweise unter zu Hilfenahme von EKG-
- 10 Messungen dafür gesorgt wird, dass zur Bildauswertung lediglich Strahlen verwendet werden, die zu Ruhephasenzeiten des Herzens gemessen werden, während Strahlen zum Zeitpunkt einer Bewegungsphase verworfen oder zumindestens geringer gewichtet werden.

- 15 Am Ende dieses Bereich β , das heißt im Anschluss an die Grenze II, wird wieder mit einer hohen Vorschubgeschwindigkeit gearbeitet, wobei hier ebenfalls wieder mit einem normalen Scan-Verfahren - also ohne EKG-Kopplung - die Datensammlung
- 20 und Bildaufbereitung erfolgt.

- Wird der Patient auf einer beweglichen Liege relativ zum Gantry verschoben, um die gewünschte Spiral-Abtastung zu erreichen, so kann es bei einem solchen Geschwindigkeitswechsel
- 25 zwischen zwei Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 zu einer zusätzlichen Bewegungsunschärfe kommen, da die hohe Beschleunigung beim Übergang zwischen den beiden Geschwindigkeiten zu einer ungewollten und unkontrollierten Bewegung des Patienten führen kann. Diese ungewollte Bewegung, die ebenfalls in einer Aufnahmeunschärfe resultieren kann, kann beispielsweise
- 30 dadurch vermieden oder zumindest vermindert werden, dass eine maximale Beschleunigung beim Übergang zwischen den beiden Geschwindigkeiten verwendet wird, die ein solches "Verwackeln" des Patienten vermeidet. Umgekehrt kann auch eine zu starke
- 35 mechanische Belastung eines gegenüber dem Patienten in Sitzrichtung verfahrbaren Gantry vermieden werden, wenn eine solche Beschleunigungsbegrenzung eingeführt wird.

Die Figur 5 zeigt ein solches Verfahren mit einer maximalen Beschleunigung, die in der Steigung der Kurve der Vorschubgeschwindigkeiten, zwischen der Vorschubgeschwindigkeit v_1 und v_2 , wiederzufinden ist. Hier ist zusätzlich zu den beiden Geschwindigkeitsbereichen α und β ein Zwischenbereich γ eingeführt, in dem unter kontrollierter positiver beziehungsweise negativer Beschleunigung der Übergang zwischen den beiden Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 durchgeführt wird.

10

Basierend auf dem grundlegenden Gedanken der Erfindung schlagen die Erfinder eine weitere besondere Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens vor. Bei diesem Verfahren ist grundsätzlich die Erstellung eines Topogramms zur Unterscheidung zwischen bewegten und stationären Scan-Bereichen nicht notwendig. Zur vereinfachten Erklärung ist jedoch in der Figur 6 ein solches Topogramm T dargestellt, an dem die besondere Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens erklärt werden soll.

20

Das Topogramm aus der Figur 6 zeigt eine Überlagerung eines schematisch dargestellten Herzens, mit einem dieses Herz umgebenden, schraffierten Grenzbereich G. Dieser Grenzbereich G soll die Umgebung des Herzens definieren, welche aufgrund der Herzschläge ebenfalls zu einer Bewegung veranlasst wird. Dies sind im wesentlichen Bereiche der Lunge und des darunter liegenden Zwerchfells mit Teilen der angrenzenden Organe. Wird nun eine Abtastung des Patienten durchgeführt, so beginnt diese Abtastung mit einer hohen Vorschubgeschwindigkeit, wobei ab einer 180°-Drehung des Fokus um den Patienten bei einem konusförmigen Strahlenverlauf immer einzelne Strahlen vorliegen, die auf einem identischen Weg, jedoch zeitversetzt das Gewebe durchdringen. Vergleicht man die gemessenen Absorptionswerte für zwei zeitversetzte Strahlen mit identischem Weg, so lässt sich aufgrund des Absorptionsverhaltens ermitteln, ob im Bereich dieser Strahlen eine Bewegung im Gewebe stattgefunden hat, da eine solche Bewegung zu einer Än-

35

derung der gemessenen Intensität in Abhängigkeit von der Zeit führen. Auf diese Weise lässt sich beispielsweise detektieren, ob der aktuell abgetastete Bereich einer momentanen Bewegung unterworfen ist oder sich in einer Ruhephase befindet.

5

Wird dieses Verfahren bei der Abtastung über die z-Achse hinweg durchgeführt, so lässt sich während der Abtastung des Patienten bestimmen, ob sich im aktuellen Scanbereich bewegte Teilbereiche befinden und eine entsprechende, vorzugsweise automatische, Änderung der Abtastgeschwindigkeit durchführen.

10

Ergänzend wird in der Figur 7 noch eine schematische Darstellung der Bewegungsdetektion durch Parallelstrahlen und deren komplementäre rücklaufende Strahlen gezeigt. Hier wird im globalen Koordinatensystem mit den Koordinaten x, y, z (z-Achse ist in der 2-dimensionalen Darstellung nicht sichtbar) nach dem Parallel-Rebinning eine Parallelprojektion auf das lokale Koordinatensystem mit den Koordinaten x', p, z im Winkel $\alpha_1 + \beta_1$ betrachtet. α_1 entspricht dabei dem Rotationswinkel in Fan-Geometrie, und β_1 dem Winkel im Strahlenfächer.

15

20

Es sind zwei gegenläufige Strahlen mit jeweils durchgezogener und gepunkteter Linie gezeigt, die ausgehend von den jeweils als solider Punkt dargestellten Fokuspositionen, allerdings zeitversetzt, gemessen werden. Bleibt die dort ermittelte Strahlungsabschwächung konstant über die Zeit, so kann von einem unbewegten durchstrahlten Objekt ausgegangen werden, während eine Änderung der ermittelten Schwächung gegenläufiger, also um 180° und zeitlich versetzter, Strahlen auf eine Bewegung des abgetasteten Objektbereiches hindeutet. Selbstverständlich geht diese Annahme von einem Objekt mit inhomogener Massenstruktur - wie es beim Menschen der Fall ist und die es zu messen gilt - aus. Eine ausführliche Beschreibung dieser Methode ist in der zuvor erwähnten DE 100 64 785 A1 beschrieben. Erfindungsgemäß kann diese Methode sowohl zur Unterscheidung eines statischen von einem teilweise bewegten

25

30

35

Bereich des Untersuchungsobjektes als auch zur Triggerung einer Cardio-CT-Rekonstruktion verwendet werden.

5 Ergänzend ist darauf hinzuweisen, dass zur Detektion der Bewegung oder zur automatischen Unterscheidung beweglicher und stationärer Bereiche auch Ultraschallinformationen, gegebenenfalls in Verbindung mit automatischen Bilderkennungsmethoden, verwendet werden können.

10 Es versteht sich, dass die vorstehend genannten Merkmale der Erfindung nicht nur in der jeweils angegebenen Kombination, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung verwendbar sind, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen.

15 Zusammenfassend wird also mit der Erfindung ein Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern durch ein Spiral-CT mit Spiralrekonstruktion von einem in Teilbereichen sich zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt vorgestellt, wobei während eines Durchlaufes der Abtastung über das Untersuchungsobjekt unterschiedliche Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 verwendet
20 werden, je nachdem, ob der abgetastete Bereich sich zumindest teilweise zyklisch bewegt oder stationär ist. Ebenso wird ein CT vorgestellt, welches die Mittel zur Durchführung des beschriebenen Verfahrens aufweist.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern von einem sich teilweise zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, vorzugsweise von einem Patienten (P), wobei:
 - 1.1. mit einem Durchlauf das Untersuchungsobjekt durch eine spiralförmige Bewegung von mindestens einem Fokus (1) und mindestens einem gegenüberliegenden Detektor (2) abgetastet wird,
 - 1.2. die Abtastung des Untersuchungsbereiches mit einer relativen Vorschubgeschwindigkeit (v_t) zwischen Gantry (1, 2) und Liege (L) erfolgt, und
 - 1.3. aufgrund der durch die Abtastung gewonnenen Daten ein räumliches Bild der Absorptionskoeffizienten mit einer Vielzahl von Schnittebenen eines Untersuchungsvolumens ermittelt wird,
dadurch gekennzeichnet, dass
 - 1.4. bezüglich des Untersuchungsobjektes (P) mindestens ein statischer Objektbereich und mindestens ein zumindest teilweise bewegter Objektbereich mit zyklischer Eigenbewegung bestimmt wird und
 - 1.5. während eines Durchlaufes der Abtastung des Untersuchungsobjektes (P) in dem mindestens einen bewegten Objektbereich eine erste Vorschubgeschwindigkeit (v_1) und in dem mindestens einen statischen Objektbereich eine andere, zweite Vorschubgeschwindigkeit (v_2) verwendet wird.
2. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass eine höhere Vorschubgeschwindigkeit (v_2) zur Abtastung des statischen Objektbereiches und eine niedrigere Vorschubgeschwindigkeit (v_1) zur Abtastung des bewegten Objektbereiches dient.
3. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass zur Aufteilung

des Untersuchungsobjektes (P) in statische und bewegte Objektbereiche die Lage des schlagenden Herzens (H) ermittelt wird.

- 5 4. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Ermittlung statischer und bewegter Objektbereiche vor dem Scan durch mindestens eine Topogramm-Aufnahme (T) erfolgt.
- 10 5. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Ermittlung statischer und bewegter Objektbereiche vor dem Scan durch mindestens eine optische Aufnahme, vorzugsweise mit anschließender manueller Einteilung der Bereiche,
15 erfolgt.
- 20 6. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Übergang zwischen den Vorschubgeschwindigkeiten mit einer vorgegebenen maximalen Beschleunigung erfolgt.
- 25 7. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Bestimmung bewegter und statischer Objektbereiche während des Scans erfolgt und bei Detektion einer zyklischen Bewegung eine niedrige Vorschubgeschwindigkeit (v_1) und bei Detektion eines statischen Zustandes eine höhere Vorschubgeschwindigkeit (v_2) gewählt wird.
- 30 8. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektion der zyklischen Bewegung des Teilbereichs des Untersuchungsobjektes (P) im aktuellen Scan-Bereich dadurch erfolgt, dass die Intensitätsmessung mindestens eines
35 Paares von Strahlen auf einer gemeinsamen Strahlenachse, vorzugsweise zweier gegenläufiger Strahlen, zu zwei aufeinander folgenden Zeitpunkten verglichen wird.

- 5 9. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass beim Scan mit niedriger Vorschubgeschwindigkeit (v_1) die Bewegung des Herzens (H) durch EKG-Ableitungen zeitlich aufgelöst und in Bewegungsphasen (B) und Ruhephasen (R) aufgeteilt wird, wobei nur detektierte Daten aus der Ruhephase (R) zur Bilderstellung verwendet werden.
- 10 10. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass beim Scan des bewegten Bereichs ein CT - Spiralrekonstruktionsverfahren verwendet wird, das nur Detektordaten aus einer bestimmten Zyklusruhephase des zyklisch bewegten Bereiches nutzt, während beim Scan des statischen Bereichs ein Spiralrekonstruktionsverfahren verwendet wird, das alle gemessenen Detektordaten zur Rekonstruktion nutzt.
- 15 11. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsintensität, die vom mindestens einem Fokus ausgeht, der jeweils aktuellen Vorschubgeschwindigkeit (v_t) angepasst wird.
- 20 12. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsintensität durch Steuerung/Regelung eines Röhrenstromes angepasst wird.
- 25 13. CT-Gerät zur Abtastung eines zumindest teilweise sich zyklisch bewegenden Untersuchungsobjektes, vorzugsweise eines Patienten, mit einem von mindestens einem Fokus (1) ausgehenden Strahlenbündel und mit mindestens einem flächig ausgebildeten Detektor (2) mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels (3), wobei der mindestens eine Fokus (1) relativ zu dem Untersuchungsobjekt (P)
- 30 35

auf einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden spiralförmigen Fokusbahn (S) mit einer Vorschubgeschwindigkeit (v_t) bewegt wird, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest Mittel zur Durchführung des Verfahrens gemäß einem der voranstehenden Verfahrensansprüche enthalten sind.

5

14. CT-Gerät gemäß Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die genannten Mittel zumindest teilweise durch Programme oder Programm-Module verwirklicht werden.

10

15. CT-Gerät gemäß einem der Ansprüche 13 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass eine Vorrichtung zur Steuerung der Vorschubgeschwindigkeit (v_t) in Abhängigkeit vom Scanbereich vorgesehen ist.

15

1 / 3

FIG 1

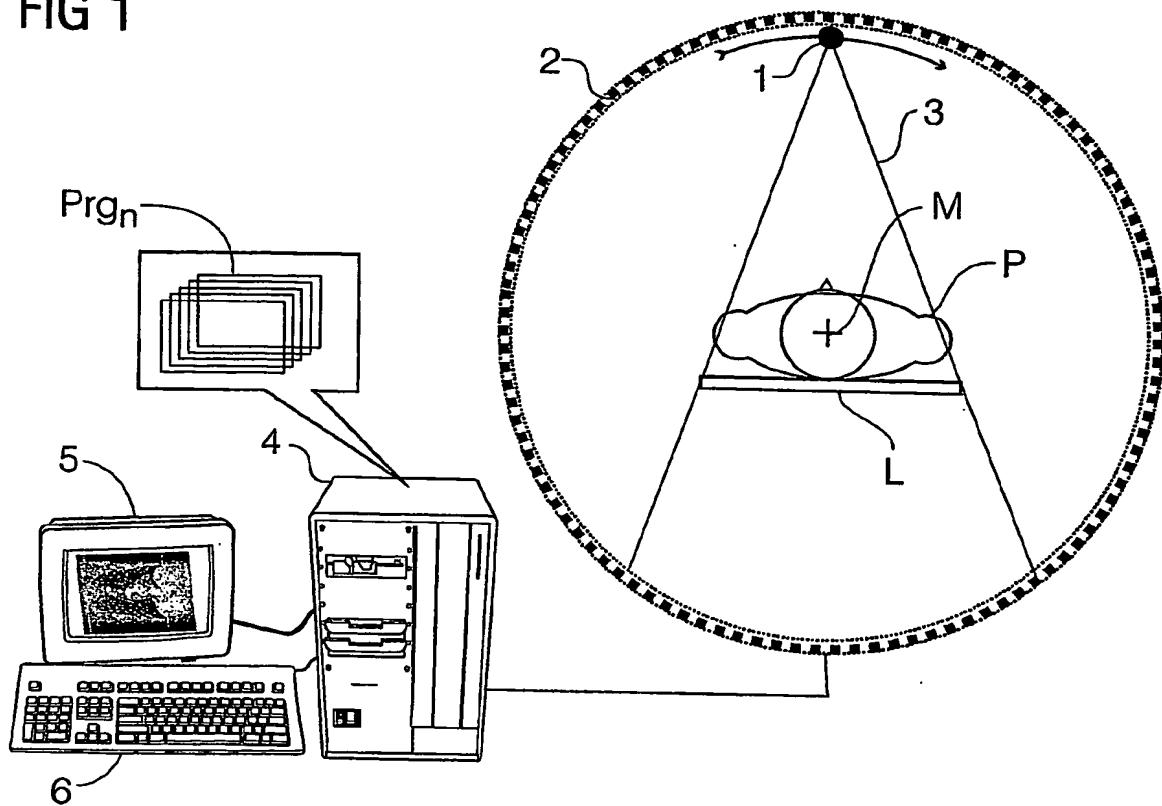
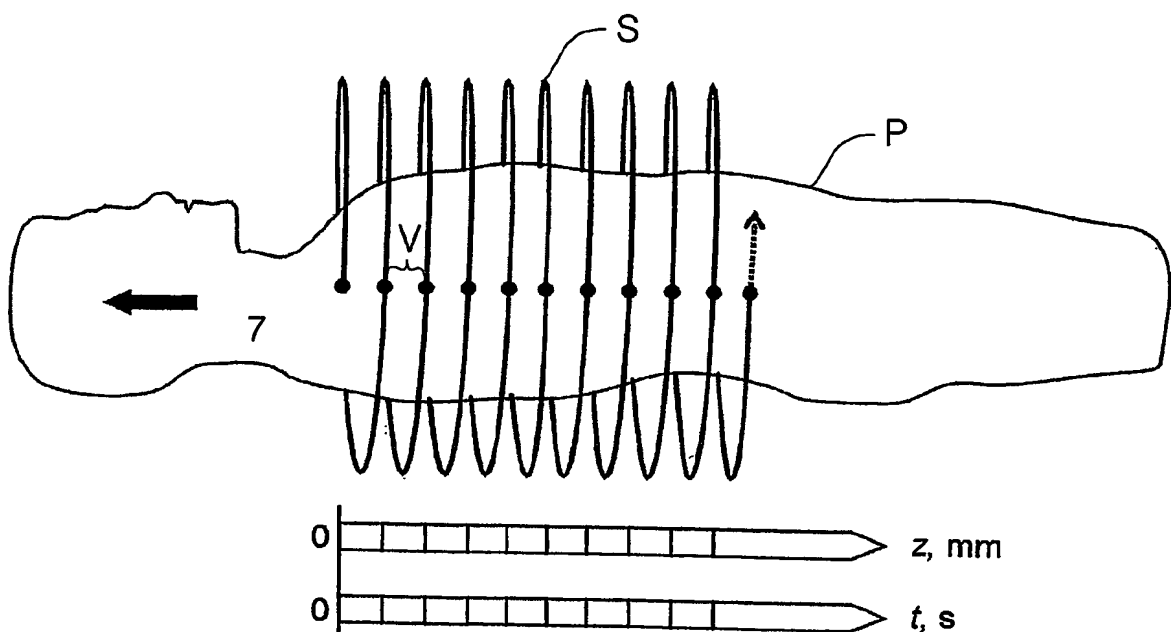


FIG 2



2 / 3

FIG 3

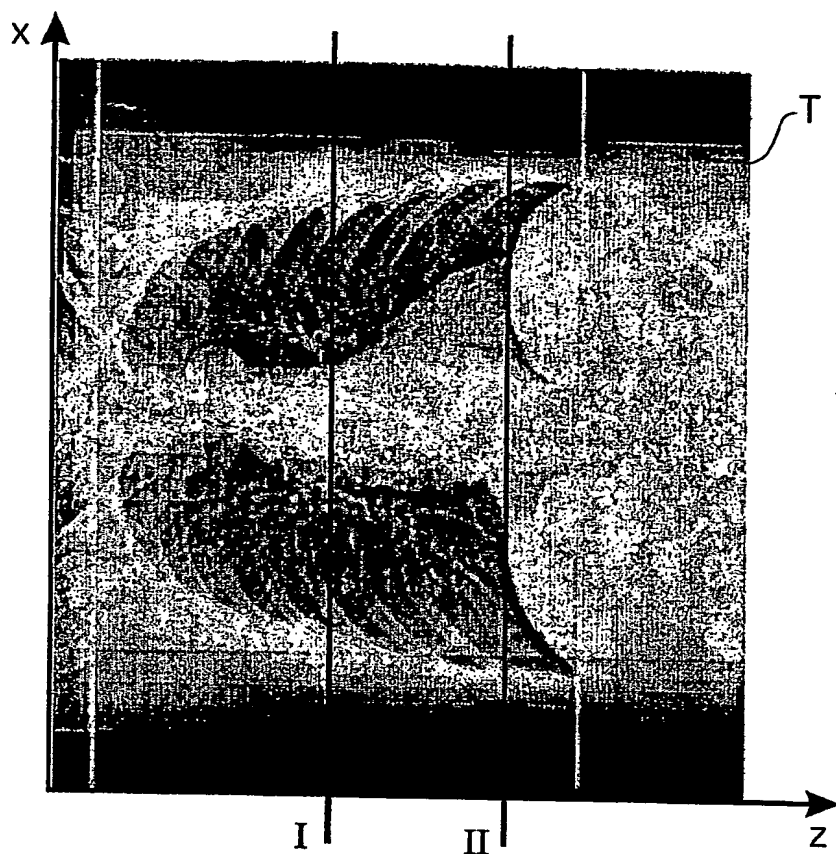


FIG 4

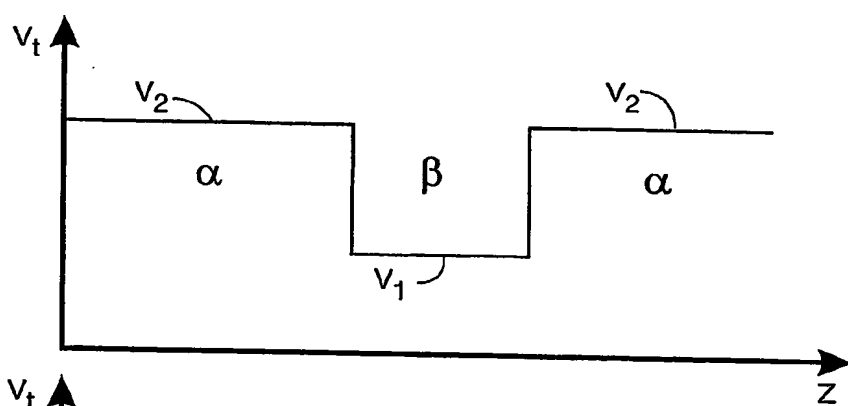
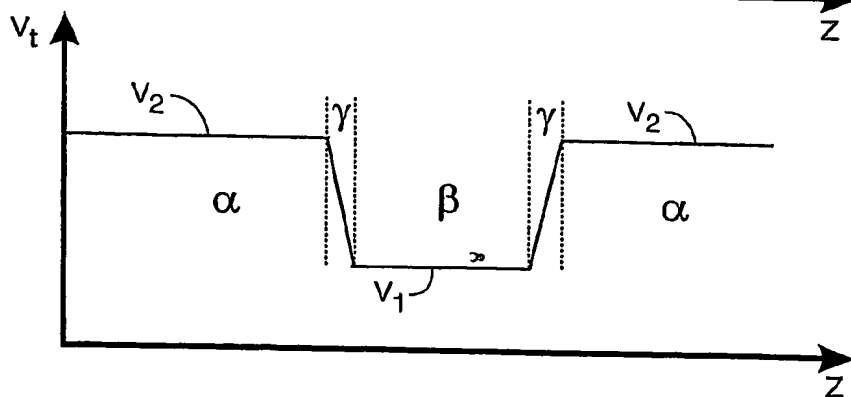
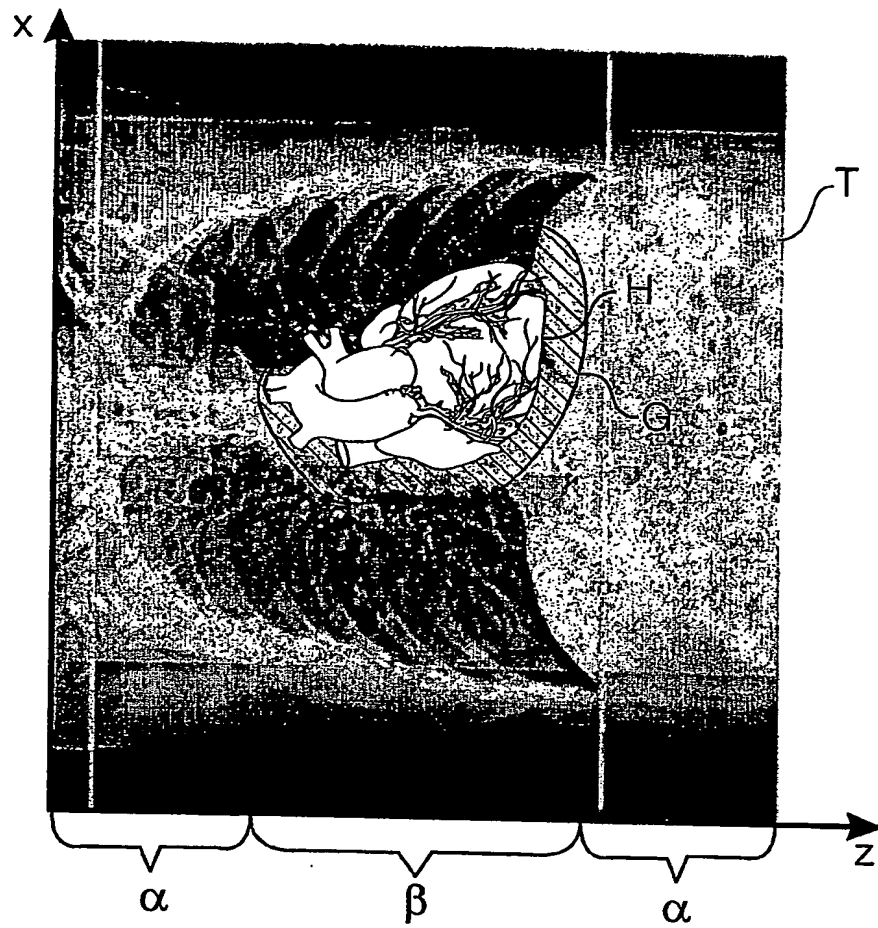


FIG 5



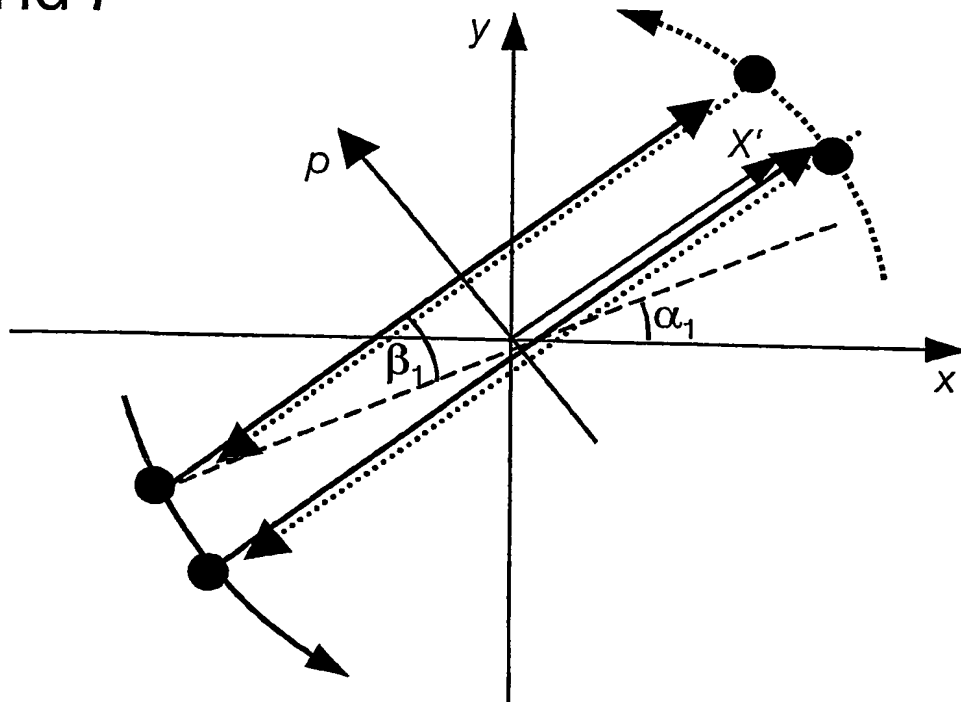
Best Available Copy

FIG 6



Best Available Copy

FIG 7



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP2004/004348

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)
EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, X	EP 1 340 460 A (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC) 3 September 2003 (2003-09-03) paragraphs '0007! - '0010!, '0018! - '0022!	1-3, 9, 10, 13-15
A	DE 197 42 119 A (SIEMENS CORP RES INC) 2 April 1998 (1998-04-02) column 9, line 1 - line 18	1-15
A	US 5 046 003 A (CRAWFORD CARL R) 3 September 1991 (1991-09-03) cited in the application column 8, line 16 - line 29	1-15
A	US 5 539 796 A (TAKAGI HIROSHI ET AL) 23 July 1996 (1996-07-23) column 2, line 1 - line 54	1-15

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- *Z* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the International search

15 September 2004

Date of mailing of the international search report

23/09/2004

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Lohmann, S

INTERNATIONAL SEARCH REPORT.

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP2004/004348

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1340460	A	03-09-2003	US 2003163039 A1 EP 1340460 A1 JP 2003275200 A	28-08-2003 03-09-2003 30-09-2003
DE 19742119	A	02-04-1998	US 5805659 A DE 19742119 A1 JP 10146331 A	08-09-1998 02-04-1998 02-06-1998
US 5046003	A	03-09-1991	CA 2010136 A1 EP 0405862 A1 JP 1901531 C JP 3103229 A JP 6020451 B	26-12-1990 02-01-1991 27-01-1995 30-04-1991 23-03-1994
US 5539796	A	23-07-1996	JP 6205770 A	26-07-1994

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2004/004348

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 7 A61B6/03

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der Internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
P,X	EP 1 340 460 A (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC) 3. September 2003 (2003-09-03) Absätze '0007! - '0010!, '0018! - '0022!	1-3,9, 10,13-15
A	DE 197 42 119 A (SIEMENS CORP RES INC) 2. April 1998 (1998-04-02) Spalte 9, Zeile 1 - Zeile 18	1-15
A	US 5 046 003 A (CRAWFORD CARL R) 3. September 1991 (1991-09-03) in der Anmeldung erwähnt Spalte 8, Zeile 16 - Zeile 29	1-15
A	US 5 539 796 A (TAKAGI HIROSHI ET AL) 23. Juli 1996 (1996-07-23) Spalte 2, Zeile 1 - Zeile 54	1-15

☐ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

A Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

E älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

L Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

O Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

P Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

T Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

X Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

Y Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

Z Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

15. September 2004

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

23/09/2004

Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde
Europäisches Patentamt, P.B. 5618 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Lohmann, S

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2004/004348

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 1340460	A	03-09-2003	US 2003163039 A1	28-08-2003
			EP 1340460 A1	03-09-2003
			JP 2003275200 A	30-09-2003
DE 19742119	A	02-04-1998	US 5805659 A	08-09-1998
			DE 19742119 A1	02-04-1998
			JP 10146331 A	02-06-1998
US 5046003	A	03-09-1991	CA 2010136 A1	26-12-1990
			EP 0405862 A1	02-01-1991
			JP 1901531 C	27-01-1995
			JP 3103229 A	30-04-1991
			JP 6020451 B	23-03-1994
US 5539796	A	23-07-1996	JP 6205770 A	26-07-1994